HAL
open science

Simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des P.T.H à couples de matériaux différents

Atef Boulila, K. Jendoubi, A. Zghal, M. Mzougui, Patrick Chabrand, M. Khadhraoui, M. Trabelsi

To cite this version:

Atef Boulila, K. Jendoubi, A. Zghal, M. Mzougui, Patrick Chabrand, et al.. Simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des P.T.H à couples de matériaux différents. 8e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2007, Giens, France. hal-01509138

HAL Id: hal-01509138

https://hal.science/hal-01509138v1

Submitted on 16 Apr 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Public Domain

Simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des P.T.H à couples de matériaux différents

A.Boulila* — K.Jendoubi* — A.Zghal — M.Mzougui* — P.Chabrand*** — M.Khadhraoui**** — M.Trabelsi***

** Laboratoire de Biomécanique Orthopédique (LBO), Institut National d'Orthopédie M.T.Kassab, Ksar Saïd Manouba 2010, Tunisie*
*** Laboratoire de Mécanique des Solides, des Structures et de Développement Technologique, ESSTT, 05 Avenue Taha Hussein, Montfleury 1008, Tunisie*
**** Laboratoire d'Aérodynamique et de Biomécanique du mouvement, 163 Avenue de Luminy C.P 918, F-13288 Marseille Cedex 09, France*
***** Laboratoire MADIREL UMR- CNRS 612, UNIMECA, 60, Rue F.Joliot Curie – Technopôle de Château Gombert, F-13453 Marseille Cedex 13, France*
E-mail : atef.boulila@laposte.net

RÉSUMÉ. *La fiabilité des arthroplasties totales de hanche n'est plus à démontrer. Elle est admise par tous. En effet, le recul de telles interventions dépasse maintenant quinze ans et les espérances que les premiers cliniciens ont formulées à leur égard sont maintenant des réalités. Néanmoins, la déformation et l'usure des composants acétabulaires restent un mécanisme inévitable et des descellements asceptiques apparaissent à long terme. La prévention du descellement passe donc par la réduction de cette usure.*
Cette étude porte sur une simulation de l'effet de certains paramètres mécaniques, entre autres « les surcharges » sur le comportement des PTH hybrides à couples de matériaux différents. Trois couples de matériaux sont analysés, en vue de choisir celui qui offre une meilleure biofonctionnalité.

ABSTRACT. *The reliability of total hip arthroplasties (THA) is not any more to show. It is allowed by all. Indeed, the retreat of such interventions exceeds now fifteen years and the hopes which the first clinicians formulated are now realities. Nevertheless, the deformation and the wear of cup components remain an inevitable mechanism and loosening appear in long-term. Prevention of loosening passes by the reduction of this wear.*
This study deals with a simulation of the effect of overloads on THA with different materials. Three materials are analyzed in order to choose the couple which has better bio functionality.

MOTS-CLÉS : *PTH, UHMWPE, Inox 316L, Al_2O_3,, Surcharge, simulation, Éléments finis.*

KEYWORDS: *THP, UHMWPE, 316L, Al_2O_3,, Overload, simulation,Finite elements.*

1. Introduction

Actuellement les causes de dysfonctionnement des arthroplasties totales de hanche (A.T.H), d'origine mécanique, sont liées au fluage et à l'usure du polyéthylène dont les particules peuvent être un facteur d'ostéolyse (Saikko *et al*.2001). Cette étude porte sur une simulation de l'effet des « surcharges » sur le comportement mécanique des PTH à couples de matériaux différents. Le nombre élevé d'implants articulaires endommagés et prélevés sur des patients opérés à l'Institut National d'Orthopédie M.T.Kassab, justifie l'intérêt de ce travail.

2. Matériels et méthodes

Au cours de la marche, la mobilité de la hanche se traduit, sur le plan biomécanique, par trois rotations : l'*abduction / Adduction* ($\theta_1 \pm 6°$), la *rotation interne/externe* ($\theta_2 \pm 6°$) et la *flexion/extension* ($\theta_3 \pm 23°$). Du point de vu tribologique (Hall *et al.*,2001), les organes de transmission de mouvement associés à la hanche (Tête et cotyle de PTH), devront épouser des formes concaves bien adaptées aux liaisons anatomiques endommagées. La posture et les mouvements générés lors de la marche peuvent affecter les chargements physiologiques appliqués au système articulaire associé à la hanche naturelle ou prothétique (Saikko *et al.*,2001).

La formulation du problème de contact cotyle/tête de PTH repose sur les lois de comportement des matériaux mis en jeu où on considère que le contact entre des deux pièces prothétiques suit la loi de frottement de Coulomb et les lois de comportement élastique et élastoplastique (Teoh et al.,2002) (figure3).

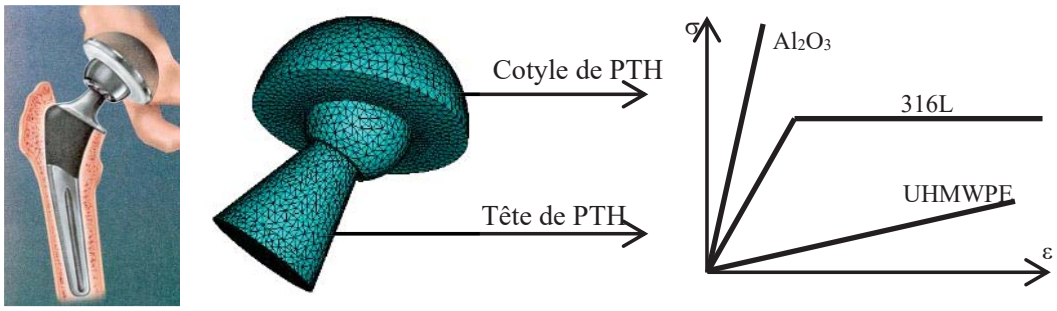

Figure1. *Modélisation du comportement des composants prothétiques*

2.1. *Matériaux de l'étude*

Une étude rétrospective menée à l'Institut Kassab, montre qu'il existe plusieurs modèles de PTH dont celui de Charnley, qui semble être le plus utilisé à l'Institut. Les propriétés mécaniques des PTH (Tableau 1), diffèrent d'un auteur à un autre (Green,2006). Le choix de tels couples de matériaux, reste encore tributaire de *l'orientation des écoles d'orthopédie*, mais *arbitraire* dans plusieurs cas.

Matériaux	Module d'Young (10^3 MPa)	Coefficient de Poisson	Limite élastique (MPa)	Masse volumique (kg/m^3)
UHMWPE	0,915	0,46	10.58	935
316L	200	0,30	284	7800
Al_2O_3	320	0,27	-	3980

Tableau 1. *Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés*

Pour les besoins de l'analyse, les calculs sont développés pour deux diamètres différents ∅=22,2mm, utilisé jusqu'aux années 1990 à l'Institut Kassab et ∅=28mm, utilisé actuellement dans la majorité des centres orthopédiques. Les calculs sont développés sur ABAQUS où le maillage a été choisi du type tétraédrique.

2.2. *Conditions aux limites et de chargement*

Des études biomécaniques (Bergmann et al.,2001) montrent que la charge physiologique au niveau de la liaison coxo-fémorale, peut varier de 3,5 à 5 fois le poids du sujet porteur de la prothèse. Pour mettre en relief l'effet du pic de chargement, nous avons choisis les conditions de chargement et aux limites définies par la figure 3.Un pic de chargement sur une hanche prothèsée peut être dû par exemple, à un saut rapide ou le soulèvement d'une charge excessive.

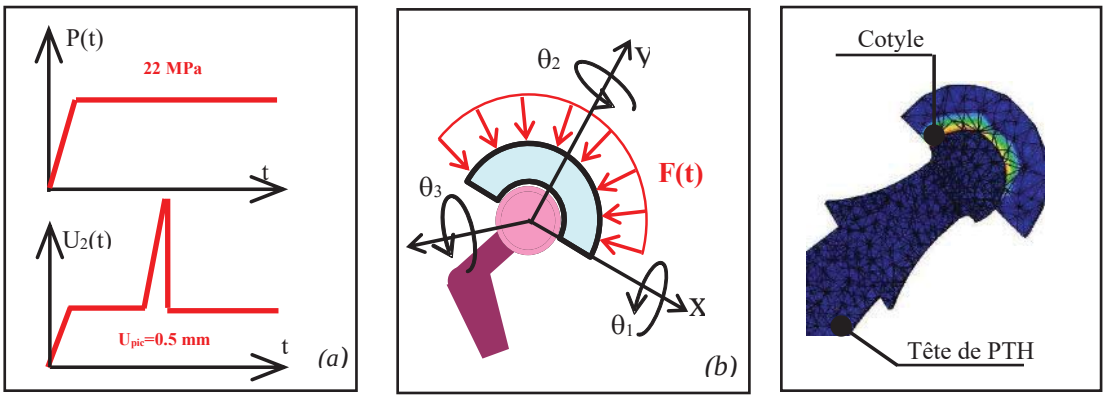

Figure2. *Chargement appliqué sur PTH et conditions aux limites*

3. Résultats et discussions

Nous montrons les effets du diamètre interne du cotyle, du type de chargement et la nature des couples de matériaux sur le fonctionnement et la fiabilité des prothèses totales de hanche.

3.1. *Sollicitation sans surcharges*

Des études cliniques, basées sur l'analyse radiologique (Delagouette et al.1991), montrent que certaines prothèses cessent de fonctionner sous l'effet des déformations excessives de la composante acétabulaire.

3.1.1. *Effet de la géométrie*

Dans le cas du couple 316L/UHMWPE, le cotyle ∅=22,2mm subit, sous l'effet de la pénétration de la tête en316L, une pression de contact de l'ordre de 2,76 $.10^{-3}$ MPa pratiquement 20 fois celle de la valeur relevée sur un cotyle de ∅=28 mm, sollicité sous des mêmes conditions de chargement à contact sec.Sous chargement cyclique, les déformations élastique puis plastique, seront plus persistantes (fatigue - fluage combinés) au point de provoquer l'amorçage des microfissures et l'activation des phénomènes d'usure. L'augmentation du diamètre interne (∅28 mm) aura tendance d'augmenter la surface de contact et par voie de conséquence diminuer les pressions exercées et retarder l'apparition de l'usure. Ce constat a conduit plusieurs chirurgiens d'abandonner la PTH ∅22,2mm au profit de la PTH ∅28mm.

3.1.2. *Effet du coefficient de frottement (μ)*

Pour un diamètre ∅=28mm, on montre une nette variation des paramètres (U, P et A) sous l'effet du coefficient (μ), en particulier pour le couple UHMWPE/316L où la rugosité des surfaces de contact est prépondérante sur la tribologie du système. Pour le couple Al_2O_3/Al_2O_3, la variation des résultats de calculs, sous l'effet de (μ), n'est pas très significative.

3.1.3. *Effet du couple de matériaux*

Une meilleure optimisation de la résistance semble être plus significative pour un montage à couple de matériaux différents (∅=28mm). Le couple Al_2O_3/UHMWPE, autorise un déplacement résultant plus faible, mais une pression de contact relativement plus élevée.

3.2. *Sollicitation avec surcharges*

3.2.1. *Variation de la pression et l'aire du contact*

Après une surcharge (vitesse=20mm/s), l'aire de contact croit à 25%, la pression de contact est multipliée par un facteur de 2000 et le déplacement par 2500. Ces résultats montrent l'extrême sensibilité des implants articulaires au choc.

Type de chargement	A_{max} (mm)	P_{max} (MPa)	A_{max} (mm^2)
Constant 22MPa	$3{,}880.10^{-7}$	5.10^{-4}	225
Avec pic (U=0.5mm)	$1{,}480.10^{-4}$	9,59	580

Tableau 2. *Couple de matériaux UHMWPE/316L, μ=0,10 et ∅=28mm*

3.2.2. *Effet de tri axialité de chargement sur la réponse mécanique des PTH*

Le mode tri-axial de chargement induit lors de la marche, peut imposer à l'implant en plus de la compression, des contraintes tangentielles pouvant conduire au cisaillement des composantes prothétiques les plus exposées (figure 3).

Le caractère cyclique et dynamique (course, saut…) durant la propulsion de l'appareil locomoteur, peut accélérer la défaillance du système prothétique.

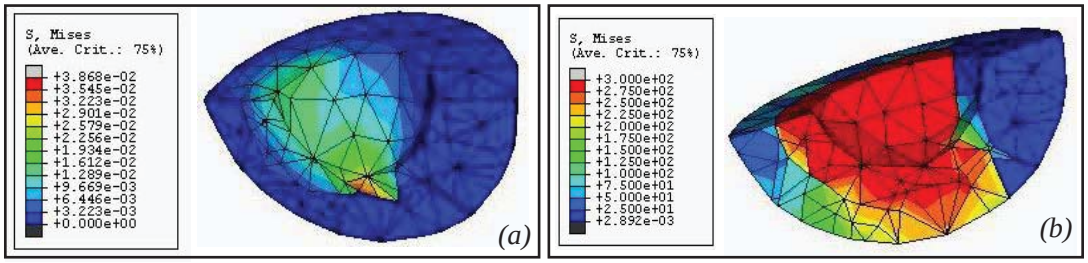

Figure 3. *Contrainte de Von Mises (a) sans pic, (b) avec pic (Cotyle en coupe)*

	σ_V (MPa)	P_{max} (MPa)	U_{max} (mm)	ε_{max}	A_{max} (mm^2)
UHMWPE / 316L	35,4	9,59	$1{,}48.10^{-4}$	$6{,}19.10^{-2}$	580
UHMWPE / Al_2O_3	22	9,59	$3{,}58.10^{-1}$	$6, 39.10^{-2}$	570
Al_2O_3 / Al_2O_3	300	182	$5{,}85.10^{-4}$	$6{,}7.10^{-2}$	540

Tableau 3. *Effet de la surcharge (Cotyle ∅=28mm /μ=0,1)*

3.2.3. *Variation de la contrainte de Von Mises le long de l'épaisseur du cotyle*

Après surcharge, la contrainte atteint son maximum de 18MPa à une profondeur de 5,5mm puis une chute jusqu'à 1,5MPa pour le UHMWPE (figure 4a). Ceci met en évidence que le dommage du polyéthylène sous l'effet d'une surcharge n'est pas surfacique, puisque au-delà des 5,5mm de profondeur, on dépasse largement la limite élastique du polyéthylène (10,58MPa) et on est proche de sa limite à la rupture (22,8MPa). Ce constat confirme certains résultats développés par quelques auteurs (Saikko *et al.*,2001).

Pour le couple Al_2O_3/Al_2O_3, la contrainte de Von Mises après surcharge atteint une valeur maximale de 270MPa, proche de la limite élastique de l'alumine et se localise à une profondeur moyenne de 0,4 mm (figure 4b). Ce résultat peut être expliqué par la nature rigide du contact Al_2O_3/Al_2O_3 (Saikko *et al.*,2001) où la contrainte reste constante sur une couche de 4mm d'épaisseur.

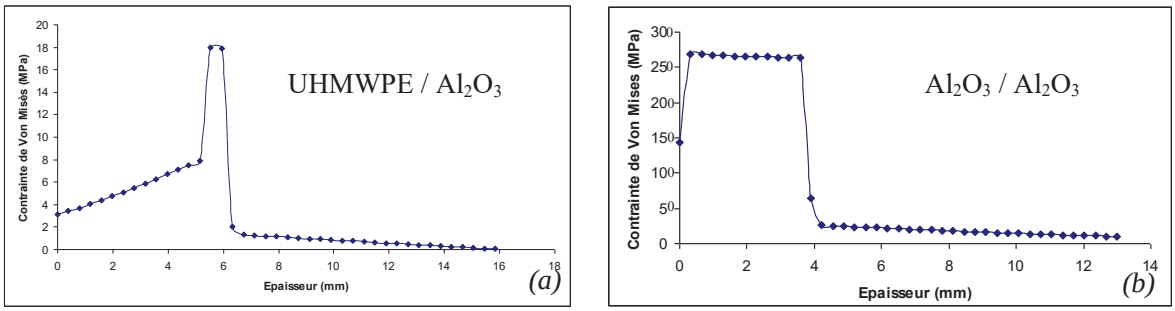

Figure 4. *Contrainte de Von Mises en fonction de l'épaisseur*

4. Conclusion

Dans ce papier, nous montrons la limite de tête ∅=22,2mm, où l'écrasement du polyéthylène est le double du déplacement obtenu sur des têtes de ∅ 28mm. L'évolution de la pression de contact variant d'un sujet à un autre (poids, cycle et cadence de la marche…), change avec le couple de matériaux utilisés. Le couple UHMWPE /Al_2O_3 (∅28mm) peut offrir un meilleur compromis favorisant une bonne résistance et une bio fonctionnalité mieux optimisée de la prothèse. Le mécanisme d'usure aura tendance de croire sous sollicitation cyclique ou après un « pic » de chargement. La sensibilité des P.T.H aux surcharges et au choc ne fait plus de doute. Nos résultats montrent le caractère volumétrique du dommage du polyéthylène sous une charge de compression (Calonius,2002).

5. Bibliographie

O.Calonius, « Tribology of prosthetic joints- Validation of wear simulation methods », *Acta polytechnica scandinavica, Mechanical engineering series*, N°159, Espoo 2002, 62 pp

V.Saikko, T.Ahlroos, O.Calonius, « Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon », *Biomaterials*, 22 (2001), pp 1507-1514

R.M.Hall, M.J.K.bankes, G.Blunn, « Biotribology for joint human joints », *Current Orthopaedics*, 15 (2001), pp 281-290

S.H.Teoh, W.H.Chen, R.Thampuran, « An elasto-plastic finite element for polyethylene

S.M.Green, « Deformation of materials », *Current Orthopaedics*, 20 (2006), pp 9 -15

G.Bergmann, G.Deurtzbacher, M.Heller, F.Graichen, A.Rohlmann, J.Strauss, G.N.Duda, « Hip contact forces and gait patterns from routine activities », *Journal of Biomechanics*, 34 (2001), pp 859 - 871

J.P.Delagoutte, D.Mainard, M.Dupuy, G.Peltre, C.G'Sell, « Étude des descellements et de l'usure des prothèses totales de hanche – A propos d'une série de plus de 10 ans de recul », *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 77 (1991), pp 25-33